

**Das Dielektroplethysmogramm des
menschlichen Auges und seine
Abhängigkeit vom Lebensalter**

Heinz Jordan

1961



Digitized by the Internet Archive
in 2026

**Das Dielektroplethysmogramm des
menschlichen Auges und seine
Abhängigkeit vom Lebensalter**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
verfaßt und
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von

Heinz Jordan

aus Menden (Sauerland)

München 1961

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

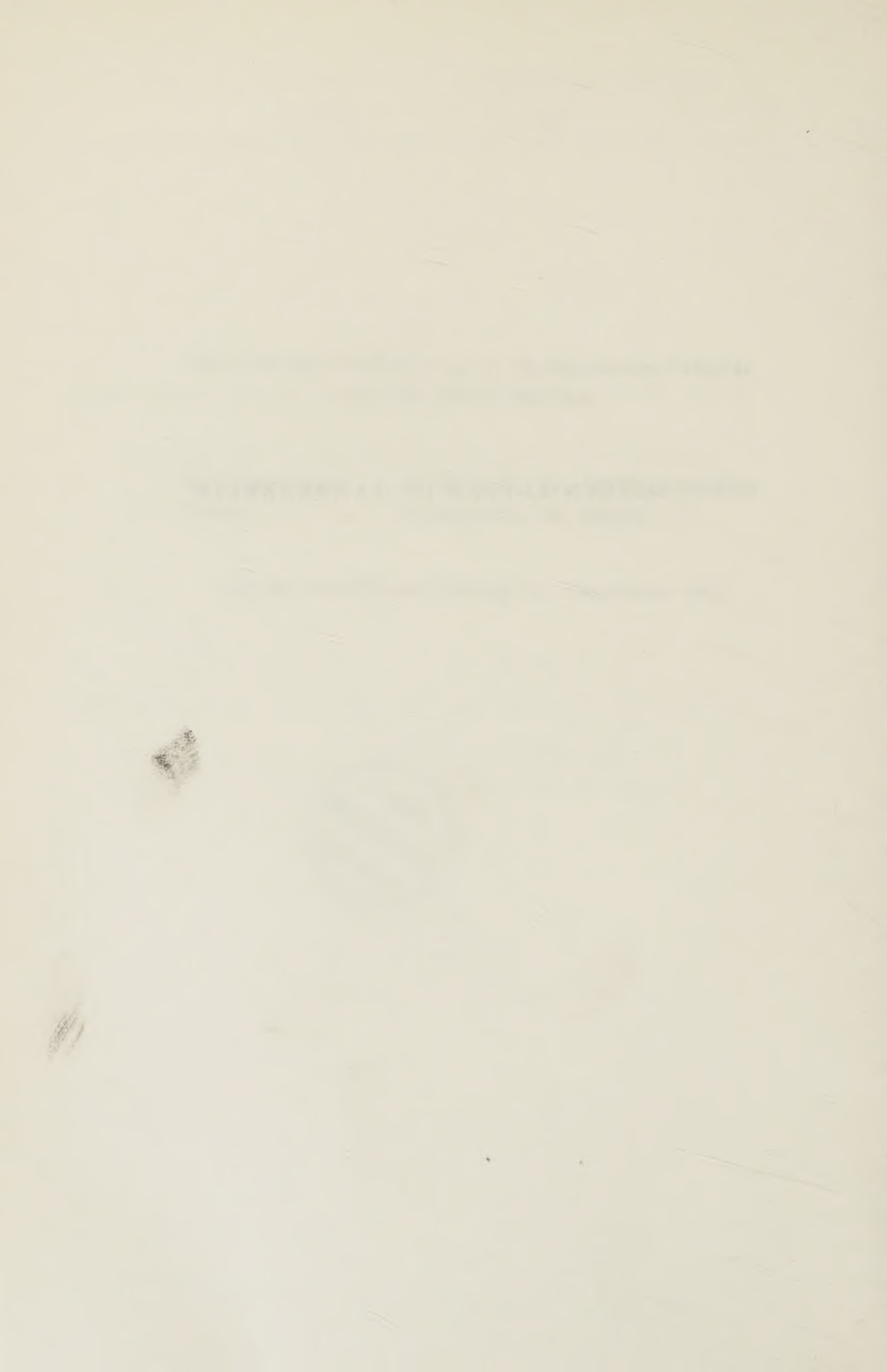
Berichterstatter: Professor Dr. W. ROHRSCHEIDER

Dekan: Professor Dr. W. SEITZ

Tag der mündlichen Prüfung: 12. Dezember 1961



MEINEN ELTERN IN DANKBARKEIT



INHALTSVERZEICHNIS

	Seite
EINLEITUNG	7
I. DARSTELLUNGEN VON PLETHYSMOGRAPHISCHEN MESSVERFAHREN, DIE NICHT AM AUGE ANGEWENDET WERDEN	9
1. Lichtplethysmographische Kreislaufuntersuchungen nach K. MATTHES	9
a) Die praktische Anwendung der Methode	10
b) Fortlaufende Registrierung des Blutdruckes	11
2. Mechanische Methoden zur Registrierung von Volumenschwankungen (Ältere Methoden der Plethysmographie)	12
a) Das plethysmographische Registriersystem	13
b) Die Plethysmographie am Menschen	13
c) Die Plethysmographie der einzelnen Körperbereiche	13
II. DARSTELLUNGEN VON MESSVERFAHREN, DIE AM AUGE ANGEWENDET WERDEN	14
1. Experimentelle Untersuchungen über den Augendruck nach K. WESSELY	14
a) Methodisches zur direkten (perforierenden) Augendruckmessung	15
b) Versuchsergebnisse	16
2. Angiometer und Mikrometer nach E. HERING	16
3. Das Quecksilbermanometer nach SCHULTEN	17
4. Das Doppelmanometer nach HÖLTZKE	17
5. Das Wassermanometer nach STARLING, HENDERSON, SEIDEL und BLIEDUNG	18
6. Methode zur manometrischen Bestimmung des Augendruckes durch kombinierte Anwendung von Manometrie und Tonometrie nach SEIDEL	18
7. Methode der Differentialmanometrie nach EHRLICH und ZUNTZ	19
8. Neuere Ergebnisse über die pulsatorischen Schwankungen des menschlichen Bulbus und seiner Hüllen nach W. WEGENER	20
9. Zur Blutdruckmessung in den Augengefäßen mittels der Pelottenmethode nach SAMOJLOFF und SEIDEL	22
10. Der Bulbusorbitalpuls registriert mit Hilfe des mechanisch-elektrischen Elongationsgebers nach H. HAGER	24
11. Hornhautpulsationen, Blutdruck und Augendruck nach R. THIEL und C. MÜLLER	25

III. DIE DIELEKTROPLETHYSMOGRAPHIE DES AUGES NACH SCHLEGEL..	27
1. Technik des Verfahrens	27
2. Eigene Messergebnisse	29

EINLEITUNG

Die Erfindung des Augenspiegels brachte die Möglichkeit, den Augenhintergrund, d. h. ein umschriebenes Areal der inneren Körperoberfläche unter intakten Verhältnissen zu studieren. Die weit über die Bedürfnisse der klinischen Augenheilkunde hinausreichende, methodologische Bedeutung dieses Instrumentes liegt aber ausserdem auch noch darin, dass sein Gebrauch nicht der präparativen Aufbereitung des Untersuchungsobjektes bedarf. Jede Art präparativen Eingreifens gefährdet das Untersuchungsergebnis prinzipiell; die Reichweite eines solchen verfälschten Eingriffes ist oft schwer abzuschätzen. Der durch die Dioptrik des Auges von selbst gegebene Vorteil der etwa 17 bis 20-fachen Bildvergrößerung des Augenhintergrundes bei der Untersuchung im aufrechten Bild bringt einen weiteren Gewinn. Überschlagsweise berechnet, reicht diese Vergrößerung aus, um noch Details von 10 μ Durchmesser dem Untersucher sichtbar zu machen.

So ideal nun diese Methodik für das Studium der Morphologie des Augenhintergrundes ist, so hat sie doch in einer Beziehung die an sie geknüpften Hoffnungen nicht erfüllen können. Gemeint ist die wohl prinzipielle Unmöglichkeit, Aussagen über kurzfristige dynamische Vorgänge im Blutgefäßsystem zu machen. Die statische Eigenschaft, d. h. der gegenwärtige Zustand des Blutgefäßes, sein Kaliber, sein Wandbeschaffenheit, seine geometrische Anordnung usw., sind ohne Schwierigkeiten erkennbar und auch messbar, seine Zustandsänderung jedoch, die sich bei jeder einzelnen Pulswelle vollziehen muss, ist nur gelegentlich und auch dann nur andeutungsweise wahrnehmbar, quantitativ erfassbar ist sie bisher nicht; fornehmlich dann nicht, wenn man in die gewünschte dynamische Messgrösse neben den pulssynchronen auch die langsam ablaufenden Blutfüllungsänderungen der Gefässe einbezieht. Weiterhin liefert aus anatomischen Gründen die Fundoskopie nur gelegentlich Auskünfte über die Gefässverhältnisse der Uvea. In der überwiegenden Zahl der Fälle ist die Aderhaut durch das zwischen ihr und der Netzhaut liegende Pigmentblatt der Beobachtung entzogen. Infolgedessen weiss man bis heute über das Verhalten dieses für das Auge so wichtigen Gefässgebietes wenig. Hier betreffen fast alle Ergebnisse nur Beobachtungen an präparativ aufbereiteten Tieraugen.

Die Absicht der vorliegenden Arbeit ist es, Ergebnisse vorzulegen, die mit einem neuartigen Messverfahren, der Dielektroplethysmographie (DEP), gewonnen werden. Sie stammen sämtlich von menschlichen Augen. Um die Vorteile, aber auch die Nachteile dieses Verfahrens sowie die methodischen Notwendigkeiten, die zu seiner Entwicklung führten, aufzeigen zu können, scheint es zweckdienlich, diejenigen Verfahren anderer Autoren zu besprechen, die bisher die gleiche oder eine verwandte Messabsicht verfolgten. Messungen von Kreislauf-

größen liegen in erster Linie im Interessenbereich der normalen und der pathologischen Physiologie.

Darum sollen aus systematischen Gründen - und vorerst ohne Berücksichtigung des jeweils untersuchten Organes - diejenigen Verfahren dargestellt werden, die in methodischer Beziehung für das Messvorhaben am Auge von Bedeutung sind.

I. DARSTELLUNG VON PLETHYSMOGRAPHISCHEN MESSVERFAHREN, DIE NICHT AM AUGE ANGEWENDET WERDEN

1. Lichtplethysmographische Kreislaufuntersuchungen nach K. MATTHES

Mit Hilfe einer Photozelle wird die Lichtdurchlässigkeit der Spitze eines Fingers, einer Zehe oder einer Hautfalte (Ohrmuschel) registriert. Die Schwankungen des Photostromes repräsentieren die Änderungen der aktuellen Blutmenge, aber auch der Blutfarbe des durchleuchteten Körperteiles. Die Farbe des Blutes wird unter physiologischen Bedingungen ganz wesentlich durch dessen Sauerstoffsättigung bestimmt. Neben der Änderung der Blutfarbe geht auch die spektrale Zusammensetzung des zur Durchleuchtung verwendeten Lichtes in das Messergebnis ein. Aus diesem Grunde ist man gezwungen, in möglichst engen Spektralbereichen zu messen. Bei 650 bis 750 Nanometer sind die Unterschiede in der Lichtextinktion von O_2 -Hb und Red-Hb gross. Derartige Unterschiede sind im ultraroten Teil des Spektrums nicht vorhanden. Man verwendet demzufolge zur Durchleuchtung ein Licht des ultraroten Bereiches oder eine spezielle Photozelle, die nur in diesem Bereich lichtempfindlich ist. Die Änderungen des Photostromes geben dann ausschliesslich die Änderungen der Blutmenge wieder. KRAMER hat nachgewiesen, dass der Logarithmus der durchgelassenen Lichtmenge proportional der Blutmenge ist. MATTHES hat die Lichtdurchlässigkeit des Fingers mit den Volumenänderungen verglichen, die er gleichzeitig mechanoplethysmographisch registrierte. Er sieht wegen der methodischen Einfachheit und wegen der Ausschaltbarkeit mannigfacher Fehlerquellen in der lichtelektrischen Plethysmographie erhebliche Vorteile gegenüber jedem mechanischen Verfahren. Werden nämlich - wie es in älteren klassischen Untersuchungen der Fall war - grössere Extremitätenabschnitte auf mechanischem Wege gemessen, so lassen sich Muskelbewegungen nicht ganz unterdrücken; ausserdem verursacht der Abschluss der Gliedmassen durch die Abdichtungsmanschette eine Zirkulationsbehinderung. Bei der lichtelektrischen Methode hingegen braucht der Körper nicht berührt zu werden. Die Bewegungsartefakte lassen sich an Finger und Zehe weitgehend, und an Hautfalte und Ohr praktisch völlig vermeiden. Das durchleuchtete Hautgewebe stellt ein weitgehend homogenes Kreislaufgebiet dar, von dem einheitliche Reaktionen zu erwarten sind. Ein Nachteil besteht allerdings darin, dass man die Plethysmogrammkurven nicht in Kubikzentimetern eichen kann. Ferner haben die Kurven - gemäss der erwähnten KRAMERSchen Untersuchungen - einen logarithmischen Ordinatenwert. Man kann aber durch gesonderte Messung der Extinktionsgrössen ein relatives Mass der Durchblutung erhalten. Durch gleichzeitige Aufzeichnung von lichtelektrischen Plethysmogrammen und eichbaren Extinktionswerten erhält man das Volumenäquivalent der Filtereinheit und damit ein Mass für die lichtelektrische Plethysmographie in $\frac{cm^3}{cm^2/min}$.

Die lichtelektrische Methode gibt ausser herzsynchronen Volumenpulsen auch langsamer ablaufende Füllungsänderungen wieder (HERING-TRAUBESche Wellen). Neben den langsamen, im Atmungsrythmus pendelnden Wellen sich noch langsamere Perioden sichtbar, die zentralnervös gesteuerten Gefäßreflexen zuzuordnen sind.

a) Die praktische Anwendung der Methode:

An den Enden der Extremitäten, am Ohr oder an präformierten Hautfalten werden Lichtquelle und Photozelle einander gegenüber so angeordnet, dass der zu messende Bezirk senkrecht durchstrahlt wird. Finger und Zehen werden von beiden Seiten durch Schwammgummikissen fixiert. Die Lichtquelle ist in einem Rohr versenkt, dessen plane Öffnung liegt der Hautoberfläche so an, dass kein Licht seitlich verloren geht. Die Photozelle, die auf der gegenüberliegenden Seite das Messobjekt durchstrahlende Licht empfängt, arbeitet trägheitslos. Jegliche Kompression des Objektes ist zu vermeiden; eine Wärmeeinwirkung der Lichtquelle auf die Haut wird durch entsprechende konstruktive Vorkehrungen unterbunden. Registriert man die elektrisch verstärkten Schwankungen des Photostromes und zeichnet gleichzeitig die zugehörigen Arterienpulse, so kommt man zu folgendem Ergebnis: Die peripheren Volumenpulse stellen Füllungsschwankungen eines elastischen Systemes unter dem Einfluss der arteriellen Pulswelle dar. Es handelt sich in erster Linie um Volumenschwankungen der peripheren arteriellen Verzweigungen, welche mit den grossen Arterien frei kommunizieren, während das Kapillargebiet und die Venen der Haut dem direkten Einfluss der Pulswelle entzogen sind. Der hohe Widerstand der terminalen Arteriolen ist dazwischen geschaltet. Selbst wenn der Einstrom zum Kapillargebiet der jeweiligen Höhe des Arteriendruckes proportional sein sollte, so könnte das Volumen des Kapillargebietes nur Schwankungen aufweisen, die dem Integral der Druckkurve entsprechen. Solche Volumenschwankungen können sich in der Volumenpulscurve den elastischen Volumenschwankungen der arteriellen Verzweigung überlagern und so Formabweichungen der Volumenpulscurve von der arteriellen Druckkurve bedingen. Weist ein peripherer Volumenpuls Schwankungen auf, deren Form der des zugehörigen Arterienpulses weitgehend entspricht, so kann mit Sicherheit angenommen werden, dass Füllungsunterschiede des Kapillargebietes an der Formgebung dieses Volumenpulses nicht wesentlich beteiligt sind. Es handelt sich vielmehr um Volumenpulse des arteriellen Teiles. HERTZMANN, RANDALL und JOCHIM verglichen die Amplituden der lichtelektrisch aufgezeichneten Volumenpulse der Fingerspitze mit den eichbaren Ausschlägen des mechanischen Plethysmogrammes. Sie schätzten das Volumen des Pulses auf im Mittel $0,0002 \text{ cm}^3 / \text{cm}^2 \text{ Haut}$.

Beim Vergleich der Volumenpulse mit den zugehörigen Arterienpulsen (Femoralis-, Cubitalis-, Carotispuls) sieht man eine weitgehende Übereinstimmung der Formen. Die Werte der einzelnen Druckamplituden sind rhythmischen Schwankungen unterworfen. Neben der Atmung unterliegen sie zentral-vasomotischen Einflüssen.

sen. Seit K. LUDWIG ist eine ausgedehnte Literatur entstanden, in der sich in Bezug auf die Nomenklatur und Deutung der einzelnen Wellentypen manche Widersprüche finden. Im Anschluss an ältere Einteilungen unterscheidet man wohl am besten:

1. Wellen erster Ordnung, synchron mit der Herzfrequenz, d.h. Pulsschwankungen.
2. Wellen zweiter Ordnung, synchron mit der Atmung, d.h. Atemschwankungen.
3. Wellen dritter Ordnung, Wellen mit verschiedenen Frequenzen, die langsamer als die Atmung sind.

In der dritten Gruppe finden sich Frequenzen zwischen 2 bis 7 pro Minute, die sog. schnellen Wellen dritter Ordnung. Ausserdem findet man gelegentlich Frequenzen von 2 und weniger pro Minute, sog. langsame und sehr langsame Welle dritter Ordnung. Nach MATTHES sind die gewöhnlichen Atemschwankungen des Blutdruckes vorwiegend atemmechanischen Ursprungs und nicht vasomotorischer Herkunft. Seiner Auffassung nimmt das Nervensystem auf den Ablauf der Druckschwankungen in verschiedener Weise Einfluss.

Sie können bewirkt werden: a) durch Änderungen der Herzfrequenz, b) durch Änderungen der Vasomotorik des grossen und auch des kleinen Kreislaufes. Die Einflüsse auf das Vasomotorenzentrum können direkt vom Atemzentrum oder durch Vermittlung peripherer Rezeptoren erfolgen.

b) Fortlaufende Registrierung des Blutdruckes

Methodisch stellt die Arterienpunktion mit direkter, fortlaufender Aufzeichnung der Blutdruckschwankungen mittels eines Membranometers von hohem elastischen Widerstand die beste Form dar. Mit Hilfe dieser Methode, die von BONS-DORF eingeführt und von HAMILTON, BUCHTHAL und WARBURG weiterentwickelt wurde, können der systolische und der diastolische Blutdruck sowie alle Einzelheiten des Druckablaufes linear wiedergegeben werden. Bei häufig zu wiederholenden Messungen in der Klinik ist man aber auf ein unblutiges Verfahren angewiesen. Alle unblutigen Methoden sind dem Prinzip nach RIVA-ROCCI eng verwandt. Die Verfahren, die eine Druckmanschette benutzen, haben den Nachteil, dass man mit hohen Kompressionsdrücken arbeiten muss, die etwa im Bereich der systolischen Werte liegen. Eine langdauernde Registrierung wird dabei kritisch, weil die Ergebnisse durch Stauungseffekte verfälscht werden. MATTHES verwendet eine GÄRTNERsche Fingermanschette zusammen mit einer Photozelle, in der es beim Durchschlagen des Pulses zu einer rhythmischen Veränderung des Photostromes kommt. Jeder durchschlagende Puls verdunkelt die Photozelle kurzfristig. Der Photostrom steuert über ein Relais ein elektromagnetisches Drucksteuerventil. Solange nun der Photostrom schwankt, d.h. die Pulse die Fingermanschette noch durchschlagen können, pumpt ein Druckluftreservoir die Manschette kontinuierlich auf bis zu dem Augenblick, in dem der von aussen wirkende Kompressionsdruck höher ist als der systolische Druck im Blutgefäss. Jetzt erlischt die Pulsation

des Photostromes. Das Erlöschen ist das elektrische Signal für die Öffnung des Drucksteuerventiles, der Manschettendruck sinkt bis zu dem Wert ab, bei dem der erste Puls wieder durchschlägt und den Photostrom zum Pulsieren bringt. Die Drucksteigerung in der Manschette wird von neuem eingeleitet. Der Kompressionsdruck bleibt somit immer in der Nähe des systolischen Blutdruckes der Fingerarterien.

2. Mechanische Methoden zur Registrierung von Volumenschwankungen (ältere Methoden der Plethysmographie) nach H. STRAUB

Es handelt sich vornehmlich um hydromechanische Messungen von Volumenschwankungen der Extremitäten, einzelner Organe oder Organteile. Volumenschwankungen treten ein, wenn die Grösse des Flüssigkeitszuflusses von der des Abflusses verschieden ist. Solche Volumenschwankungen werden aber nicht nur durch die Änderungen der in der Gefässbahn eingeschlossenen Blutmenge hervorgerufen.

Wenn der Blutgehalt eines Organes zunimmt, sein Plethysmogramm also ansteigt, so wird das Organ - wie gleichzeitige Strömungsmessungen zeigen - in den meisten Fällen tatsächlich auch stärker durchblutet. Das bedeutet, die in der Zeiteinheit durch die zugehörige Gefässprovinz strömende Blutmenge nimmt effektiv zu. Der venöse Abfluss aus einem Organ vollzieht sich physiologischerweise unter annähernd konstanter Strömungsgeschwindigkeit. Venöse pulsatorische Schwankungen sind nur in den herznahen Venen zu finden. Die Atmung kann einen Einfluss auf die Strömungsgeschwindigkeit haben. Der arterielle Zufluss erfolgt pulsatorisch. Nach STRAUB sind die pulsatorischen Schwankungen gleich dem Unterschied zwischen dem pulsatorisch den Gefässquerschnitt der Begrenzungsebene durchfliessenden arteriellen und dem kontinuierlich den Querschnitt der Begrenzungsebene durchfliessenden venösen Blutstrom. Die plethysmographische Schwankung während eines einzelnen Pulses ist demnach also nichts anderes als die Schwankung der Strömungsgrösse, d. h. der den Gefässquerschnitt durchströmenden Blutmenge, wobei nur das absolute Mass der Strömungsgrösse unbekannt ist. Das Plethysmogramm stellt demnach die in den Arterien pulsatorisch auftretenden Schwankungen um die mittlere Strömungsgrösse dar. Die mittlere Strömungsgrösse entspricht aber der konstanten Strömungsgrösse in den Venen des Organs. Wird diese aber auf einem anderen Wege bestimmt und daraus die mittlere Ordinate des Plethysmogrammes ermittelt, so gibt das Plethysmogramm den sog. Strompuls in dem betreffenden Arterienquerschnitt, d. h. die in der Zeiteinheit durch den Arterienquerschnitt fliessende Blutmenge an.

a) Das plethysmographische Registriersystem

Es besteht aus dem Plethysmographen, der Transmission und dem Registrierinstrument. Der Plethysmograph ist in seiner Form der Gestalt des Organes angepasst. Er besteht aus einer starren Kapsel (Metall oder Glas) mit einem Hilus, durch den die Extremität oder das Organ derart eingeführt wird, dass es mit dem übrigen Körper im vitalen Zusammenhang bleibt. Durch den Hilus laufen Blutgefäße, Nerven, Bronchien, Ureter, Ausführungsgänge usw. Diese Gebilde dürfen nicht lädiert werden. Zur Transmission werden meist wandstarre Schläuche verwendet. Die Füllung des Systemes soll aus Luft bestehen, wenn eine gute Aufzeichnung der Einzelpulse gefordert ist. Der Luftraum soll aber möglichst klein sein, der Plethysmograph dem Organ so eng wie möglich anliegen, ohne aber die Volumenschwankungen zu behindern. Tote Räume des Plethysmographen, deren Inhalte an den Volumenverschiebungen nicht teilnehmen, können mit inkompressiblen Massen ausgefüllt werden. Für die Aufzeichnung langsamer Volumenschwankungen ist die Lufttransmission nicht zweckmässig, weil sie vom Barometerstand und der Temperatur abhängig ist. In diesen Fällen benutzt man Wasser oder Öl.

b) Die Plethysmographie am Menschen

Am häufigsten wurde die Plethysmographie des Vorderarmes durchgeführt, aber auch Finger und Bein wurden gemessen. Prinzipiell können aber auch Kurven gewonnen werden, die zu den Volumenschwankungen des Abdominalinhaltes oder des Gehirns in Beziehung stehen. WEBER weist darauf hin, dass willkürliche Vertiefung der Atmung ein Ansaugen des Veneninhaltes zur Folge habe und so das Plethysmogramm peripherer Körperbereiche zum Absinken bringt. Er hält deswegen eine gleichzeitige Atemregistrierung für wesentlich, die er mit Hilfe eines Pneumatographen vornimmt.

c) Die Plethysmographie der einzelnen Körperbereiche

BUISSON gab dem Verfahren die erste brauchbare Form. Die Anordnung sei in der Modifikation von FRANCOIS FRANCK wiedergegeben:

Als Plethysmograph dient ein Glasgefäß, in dem ein Handgriff angebracht ist, den die Hand des Untersuchten umfasst; auf diese Weise wird eine ruhigere Lagerung erreicht. Der Abschluss dicht oberhalb des Handgelenkes ist aber unvollkommen. Spätere Untersucher verwenden als Grenzlinie den grössten Umfang des Vorderarmes. FICK gebraucht einen Zylinder aus Zinkblech. Zum Schutz gegen Temperatureinflüsse kann der Zylinder mit Filz umhüllt werden. Zum Abschluss des Systemes verwendet FICK einen Gummiring, der sich dem Arm und dem Rand des Gefässes anschmiegt; er soll durch seinen Druck den Kreislauf nicht behindern. Wenn der hydrostatische Druck im Inneren des Gefässes niedriger ist als ausserhalb, legt sich der Gummiring ventilartig an. Nach Füllung des Plethysmographen wird ein zweiter, etwas weiterer Blechkranz über den Rand des Gefässes geschoben und

der ringförmige Raum zwischen ihm und dem Gummiring mit weichem Ton ausgefüllt, so dass der Gummiring, dort wo er frei den Zwischenraum zwischen Arm und Gefäßrand überbrückt, nicht in Schwankungen geraten kann. LEHMANN verwendet ein Gerät, bei dem der Arm gar nicht mit der Flüssigkeit in Berührung kommt. Am Rande der Kapsel ist ein Gummisack befestigt, in den die Hand eingestülpt wird. MÜLLER ist der Ansicht, dass ein Gummiärmel sich nicht völlig an den Arm anlegt, sobald kein deutlicher Überdruck im Plethysmographen vorhanden ist. Es bleibt etwas Luft zwischen ihm und der Oberfläche des Armes. Die pulsatorischen Schwankungen fallen kleiner aus, als wenn die Transmissionsflüssigkeit den Arm selbst berührt. MÜLLER verwendet deshalb trichterförmige Manschetten aus starkem Gummistoff, wie man sie zur Reparatur von Fahrradreifen verwendet. Er beklebt sie mit Paragummilösung. Sie sind 10 bis 15 cm lang, von der Form des Unterarmes, nur etwas enger als der gewöhnliche Umfang dieser Teile. Sie werden innen mit Glycerin bestrichen und auf die ebenfalls mit Glycerin bestrichenen Extremitäten bis zur nötigen Höhe hinaufgezogen. Dann wird der obere, breite Rand der Manschette über den oberen Rand des Plethysmographen gestreift, den man inzwischen auf die Extremität gestülpt hatte. Gegen den oberen Rand des Gefäßes wird die Manschette durch einen Metallring angedrückt, der fest angeschraubt werden kann. Zur Plethysmographie des Beines verwendet man Blechhülsen von Stiefelform, die bis zur Mitte der Wade oder bis zum Oberschenkel reichen.

Zur Messung von Volumenschwankungen am Ohr wird eine flache ohrförmige Kapsel aus biegsamem Bleiblech benutzt. Die Plethysmographie des Gehirns kann bei solchen Versuchspersonen durchgeführt werden, bei denen ein Defekt der Schädelskalotte vorhanden ist. Man modelliert über dem Defekt eine Kapsel aus Stentmasse mit einem kleinen Hohlraum, der durch einen Schlauch mit dem System in Verbindung steht.

II. DARSTELLUNG VON MESSVERFAHREN, DIE AM AUGE ANGEWENDET WURDEN

1. Experimentelle Untersuchungen über den Augendruck nach K. WESSELY

Die experimentellen Untersuchungen K. WESSELYs am Tierauge, die im Grunde ein übergeordnetes Thema behandeln, nämlich den gesamten intraokularen Flüssigkeitswechsel, lassen in vieler Beziehung wertvolle Rückschlüsse auf das Kreislaufgeschehen im Auginneren zu. Aus diesem Grunde müssen seine Arbeiten für die hier vorliegende Fragestellung zur Diskussion gebracht werden.

Der Augendruck ist abhängig von dem Verhältnis Augeninhalt zu Fassungsver-

mögen des Bulbus. Die Elastizität der Bulbuswand sollte seines Erachtens nur eine vernachlässigbare Rolle spielen; eine Ansicht, die heute aber nicht mehr aufrecht erhalten werden kann. Fortlaufende Messungen des intraokularen Druckes gestatten demnach unter anderem einen Einblick in die Zirkulationsvorgänge des Auges. Der Augendruck steht in einer sehr feinen Abhängigkeit vom Blutdruck. Bei solchen Untersuchungen ist es deshalb erforderlich, den Blutdruck stets mitzubestimmen.

a) Methodisches zur direkten (perforierenden) Augendruckmessung

Ganz allgemein ist zu sagen, dass bei direkten intraokularen Druckmessungen der Augeninhalt volumenkonstant gehalten werden muss. Jede artifizielle intraokulare Mengenänderung ändert den Augenbinnendruck unzulässig. Der Grundgedanke für ein einwandfreies Verfahren ist der, eine Regulierungseinrichtung zu schaffen, die es ermöglicht, den Quecksilberspiegel in dem dem Auge zugewandten Manometerschenkel hinreichend schnell wieder auf den alten Stand zu bringen. Der Querschnitt eines Manometerrohres soll im Rahmen des physikalisch erlaubten möglichst klein sein und die Niveaueinstellung soll schnell erfolgen können. Im anderen, offenen Manometerschenkel muss zu Anfang der Messung der Druck höher sein als der Augenbinnendruck. Nach Öffnen der Verbindung zum Auge muss bei Vor- oder Zurücktreten des Quecksilbers der Meniskus wieder auf den zuvor festgelegten Nullpunkt gebracht werden. Das kann mit Hilfe eines variablen Reservoirs geschehen. Dieser Regulierungsmechanismus muss auch bei Schwankungen während des Untersuchungsganges tätig sein, denn auch jetzt würden bei Änderungen des Augendruckes Flüssigkeitsmengen ein- bzw. ausströmen. Der Quecksilberstand würde dann nur einen Teil der Druckschwankungen anzeigen. Aus diesem Grunde ist es prinzipiell nicht möglich, eine ganz ideale graphische Registrierung zu erhalten. Wenn es gelingen würde, den Stand des Quecksilbers während der Untersuchungen absolut auf Null zu halten, so könnte man diese Fehler vermeiden. Bei der manuellen Regulierung der Quecksilbersäule kann man aber nicht so schnell - wie es der kurzfristige Ablauf einer Pulsperiode erfordern würde der Änderung folgen. Kleine Fehler lassen sich nie ganz ausschalten. Es besteht das Bestreben, sie soweit zu reduzieren, dass sie nicht ins Gewicht fallen. Dabei muss aber auch die Methode bequemen ausgeführt werden können. WESSELY hat dann einen Hebelmechanismus konstruiert, der mit dem Manometer in Verbindung steht und der selbsttätig an der rotierenden Trommel des Kymographen schreibt. Benutzt wird das Prinzip der MAREYschen Kapsel. Eine ganz kleine mit feinem Gummi überzogene und flüssigkeitsgefüllte Kapsel lässt man mit dem Auge und dem Manometer kommunizieren; sie steuert einen sehr leichten Schreibhebel aus Stroh.

b) Versuchsergebnisse

Die erste Beobachtung ergab eine Puls- und Atemschwankung des Augendruckes. Bei normalem Augendruck sind die Pulserhöhungen mit voller Deutlichkeit sichtbar. Deren Grösse hängt unter anderem von der Höhe des Augendruckes ab.

Höhe des Pulses am Kaninchenauge in mm Hg:

Bei einem Augendruck von 25 mm Hg ..	Puls 0,4 mm Hg
35 mm Hg ..	Puls 0,7 mm Hg
45 mm Hg ..	Puls 1,4 mm Hg
70 mm Hg ..	Puls 2,5 mm Hg

Bei Drucken unter 15 mm Hg sind keine Pulserhebungen mehr sichtbar. Es werden nur noch leichte Atemschwankungen angedeutet. Die Erhebung des Augendruckschreibers erfolgt einen Bruchteil einer Sekunde später als die des Blutdruckschreibers, der auf blutigem Wege die Werte in der Carotis misst. Zur Erklärung dieser Tatsache kann angenommen werden, dass die Pulswelle eine gewisse Zeit braucht, um vom Herzen in die Augengefässe zu gelangen. Die Atemschwankungen des Augendruckes entsprechen den Atemschwankungen des Blutdruckes. Bei grösseren Atemexkursionen sind sie entsprechend grösser.

Die Augenpulse haben nicht die charakteristische Form der Arterienpulse. Es handelt sich hier um Volumenpulse. Vielleicht wird ihr Verlauf dadurch verändert, dass der Puls sich den Flüssigkeiten in der geschlossenen Augenkapsel mitteilen muss. Vielleicht ist das Prinzip der Übertragung auf die MAREY'sche Kapsel ungünstig.

2. Angiometer und Mikrometer nach E. HERING

Das Instrument ist denkbar einfach. Es besteht aus einer kapillaren Glasröhre, die hinten geschlossen ist und deren vorderes Ende als Punktionskanüle ausgebildet wurde. Das Kapillarrohr ist in der vorderen Hälfte mit physiologischer Kochsalzlösung gefüllt, an die sich rückwärts eine Luftsäule anschliesst. Die Kanüle wird durch die Hornhaut in die Vorderkammer eingeführt und die ausserordentlich geringe, mit dem blossen Auge nicht erkennbare Lageveränderung des Flüssigkeitsspiegels im Kapillarrohr wird mikroskopisch bei 50-facher Vergrösserung beobachtet und mittels Okularmikrometer abgelesen. Bei jeder Steigerung des Augendruckes hebt sich der Flüssigkeitsspiegel und der Luftraum wird auf ein kleineres Volumen zusammengedrückt. Bei Erniedrigung des Augendruckes sinkt der Flüssigkeitsspiegel und der Luftraum dehnt sich aus. Da die Niveaudifferenzen des Flüssigkeitsspiegels, die durch die Veränderung des Augendruckes auftreten, stets ausserordentlich gering sind, kann ein nennenswerter Aus- oder Eintritt von Flüssigkeit während der Messung nicht erfolgen. Der HERING'sche Apparat soll sehr geeignet sein, die Puls- und Atemschwankungen des Augendruckes zu beobachten. Er hat aber wenig Anwendung gefunden, da seine Eichung mit grossen Schwierigkeiten verbunden sein soll, denn der Stand der Flüssigkeit hängt nicht allein vom Augendruck, sondern auch von der

Temperatur und dem Barometerstand ab. Die an sich schon sehr kleinen Ausschläge nehmen bei einer Steigerung des Augendruckes noch weiter ab, weil die Luft innerhalb des Systems verdichtet wird und so die Ausschläge gedämpft werden.

3. Das Quecksilbermanometer nach SCHULTEN

Das Manometer besteht aus einer U-förmig gebogenen Röhre, die an ihrer Biegungsstelle mit einem quecksilbergefüllten Gummiballon kommuniziert, der durch eine Schraubklemme komprimiert werden kann. Durch diese Röhre tritt Quecksilber aus dem Ballon in das Manometer über. Auf diese Weise kann stets ein beliebiger Stand des Quecksilbers hergestellt werden. Der kürzere Manometerschenkel ist mittels eines starkwandigen Gummischlauches mit einer horizontalen Kapillarröhre aus Glas verbunden, die mit physiologischer Kochsalzlösung gefüllt ist und in der Mitte eine Luftblase als Indikator enthält. Durch diese Schlauchverbindung steht das andere Ende der Kapillarröhre mit einer Hohlnadel, die ins Augenninnere eingeführt wird, in Verbindung. Nachdem man im Manometer einen der zu messenden Augendruckhöhe schätzungsweise entsprechenden Druck eingestellt hat, setzt man Auge und Manometer in Verbindung. Am Verhalten der Luftblase erkennt man, ob sich der Druck im Manometerschenkel mit dem im Auge vorhandenen im Gleichgewicht befindet. Das ist der Fall, wenn die Luftblase an ihrem ursprünglichen Platz verharret. Tritt jedoch eine Wanderung der Luftblase augenwärts ein, so ist der Augendruck niedriger als der Manometerdruck. Man reguliert dann so, dass die Luftblase ihre ursprüngliche Position wieder einnimmt. Eine Wanderung in entgegengesetzter Richtung zeigt an, dass der Augendruck höher war als der vorgegebene Manometerdruck. Es wird auch hier entsprechend nachreguliert. Der im Manometer abgelesene Druck beim Verharren der Luftblase an ihrem ursprünglichen Ort gibt den absoluten Wert des intraokularen Druckes an.

4. Das Doppelmanometer nach HÖLTZKE

Hier wird ein anderes Prinzip verfolgt, um das Bulbusvolumen während der Messung konstant zu halten. Das Gerät besteht aus einem Doppelmanometer, dessen beide Teile mit je einem U-förmig gebogenen Rohr versehen sind. Sie kommunizieren miteinander. Das dem Auge zugekehrte Manometer dient zur Regulierung des Bulbusvolumens, das andere zur Druckmessung. Die Regulierung wird durch Einpressen von Kochsalzlösung mit Hilfe eines komprimierbaren Gummiballons vorgenommen. Das Doppelmanometer wurde später von RINDFLEISCH und LEBER verbessert. Anstelle des Gummiballons wird ein Glasbehälter angebracht, dessen Inhalt durch einen Stempel mit Schraubenzwinde in die beiden inneren Manometerschenkel eingepresst werden kann. Eine weitere Verbesserung besteht

darin, dass zwischen dem dem Auge zugekehrten Regulierungsmanometer und dem Verbindungsrohr zum Auge eine kleine Spritze eingeschaltet wird, die zur Füllung des möglichst engen Röhrensystems (Durchmesser 1 mm) mit Kochsalzlösung und zur Entfernung eventueller Luftblasen dient und ausserdem noch erlaubt, den Hg-Stand im Regulierungsmanometer durch Einpressen von Kochsalzlösung auf den Nullpunkt einzustellen. Ein zwischengeschalteter Dreivegehahn erleichtert die praktische Anwendung.

5. Das Wassermanometer nach STARLING, HENDERSON, SEIDEL und BLIEDUNG

Diese Autoren haben Wassermanometer konstruiert, die im grossen und ganzen sich an das SCHULTENSche Prinzip anlehnen. HENDERSON und STARLING regulieren durch ein seitlich angebrachtes Wasserreservoir, das auf verschiedene Höhen eingestellt werden kann und mit dem Manometer in Verbindung steht. Die Regulierung findet sowohl zu Anfang als auch während des Versuches statt. Dadurch, dass das Wassermanometer mit dem Pistonrekorder in Verbindung gesetzt wird, dessen Hebel an einer berusteten Trommel schreibt, wird der Apparat zur graphischen Registrierung verwendbar. BLIEDUNG benutzt eine ähnliche Apparatur. Als Indikator dient hier ein gefärbter Petroleumtropfen, der mit Hilfe einer besonderen Schlauchleitung in ein sehr enges horizontales Glasrohr gebracht wird. Die Regulierung erfolgt durch Heben und Senken des Manometerrohres mittels eines Zahntriebes.

6. Methode zur manometrischen Bestimmung des Augendruckes durch kombinierte Anwendung von Manometrie und Tonometrie nach SEIDEL

SEIDEL benutzt ein SCHLÖTZsches Tonometer, das hier nicht als Druckmesser, sondern als Indikator für die Konstanz des Bulbusvolumens verwendet wird. Dieses Gerät besteht im Prinzip aus einem Stift, der in einem Metallzylinder weitgehend reibungsfrei gleitet; der Stift ist durch genormte Gewichte belastbar und drückt in die Hornhaut eine Delle messbarer Tiefe. Die Dellentiefe bietet ein Mass für den Binnendruck des Auges. Im Grunde handelt es sich also um eine Art mechanischer Palpation. Am gleichen Auge sinkt bei gleichbleibendem Bulbusinhalt der mit dem gleichen Gewicht belastete Stift stets bis zur selben Tiefe in die Hornhaut ein. Die Tiefe der Delle kann durch Hebelübertragung an einem Zeiger, der sich vor einer Skala bewegt, abgelesen werden. Eine Vergrösserung des Ausschlages an der Skala bedeutet ein Tiefersinken des Stiftes in die Hornhaut. Durch Aufsetzen des Tonometers auf das Auge stellt man nun zunächst durch mehrfache Messungen den Zeigerausschlag fest. Dann geht man mit der Punktionskanüle in die

Vorderkammer ein. Jetzt wird das Tonometer wieder aufgesetzt und zunächst der Ausschlag beobachtet. Ist der Zeigerausschlag grösser als vorher, so erhöht man den Druck im Wassermanometer, bei geringerem Zeigerausschlag verringert man solange, bis der Skalenwert dem des am intakten Auge gemessenen entspricht.

Das SEIDELsche Gerät besteht aus einem einschenkligem Wassermanometer, bei dem nur geräumige Glasröhren verwendet werden. Eine Bürette von 12 mm Durchmesser ist am unteren Ende rechtwinklig abgebogen. Zwei Zentimeter über ihrem unteren Ende besitzt die Bürette eine zweite Öffnung, die durch einen Gummischlauch mit einer Glasflasche kommuniziert. Diese besitzt eine Ausflussöffnung nahe dem Boden, über die ein Gummischlauch gezogen wird. Füllt man die Flasche mit Flüssigkeit, z. B. physiologischer Kochsalzlösung, so kann man innerhalb weniger Sekunden durch Heben und Senken der Flasche die als Manometer dienende Bürette bis zu jeder gewünschten Höhe auffüllen und durch Abschluss des Zulaufes den Flüssigkeitsspiegel im Manometer auf der eingestellten Höhe erhalten. Am unteren Ende der Büettenröhre befindet sich eine rechtwinklig gebogene Ausflussöffnung, die ebenfalls verschlossen werden kann. Hierdurch kann die Verbindung mit dem Auge momentan unterbrochen bzw. wiederhergestellt werden.

7. Methode der Differentialmanometrie nach EHRlich und ZUNTZ

Das Manometer dieser Autoren dient dazu, Druckdifferenzen zwischen der vorderen Augenkammer und dem Glaskörperraum festzustellen. Es besteht aus einer U-förmigen Glasröhre, deren beide Schenkel je in eine biegsame Zinnröhre ausgehen. Diese sind mit je einer Hohnadel armiert, die in das Augeninnere eingeführt wird. Der obere Teil der U-förmigen Glasröhre wird mit Petroleum, der untere Teil sowie die Zinnröhre und die Hohnadel mit gefärbter physiologischer Kochsalzlösung ausgefüllt. Zu Beginn der Messung unterbricht man zunächst die Verbindung zwischen den beiden Schenkeln des angefüllten Apparates durch Zudrehen eines Hahnes, der an dem einen Ende der U-förmigen Glasröhre angebracht ist. Darauf führt man eine Hohnadel in die vordere Kammer, die andere in den Glaskörperraum ein und stellt nach kurzer Wartezeit durch Öffnen des Hahnes die vorher unterbrochene Verbindung wieder her. Beim Vorhandensein einer Druckdifferenz soll eine Verschiebung der Grenze zwischen Petroleum und Kochsalzlösung eintreten. Der Apparat wurde auch zur Beantwortung der Frage benutzt, ob etwaige Druckdifferenzen zwischen den Vorderkammern der Augen desselben Tieres bestehen.

8. Neuere Ergebnisse über die pulsatorischen Schwankungen des menschlichen Bulbus und seiner Hüllen nach W. WEGENER

Die Hornhaut-Lederhaut besitzt elastische Elemente. Infolgedessen geben die Bulbushüllen bei Druckerhöhung im Augeninneren nach und dehnen sich aus. Diese Ausdehnung ist bei verschiedenen Drucken unterschiedlich. Bereits bei Drucken von 30 bis 40 mm Hg ist die Dehnbarkeit nur noch gering. Je stärker die Bulbushüllen vorgespannt sind, je höher also der vorgegebene Augendruck ist, desto mehr muss jede noch hinzukommende Flüssigkeitsmenge den intraokularen Druck steigern, weil ein elastisches Nachgeben der Corneoskleralkapsel nur noch in geringem Masse möglich ist. So wird verständlich, dass die manometrische Registrierung der intraokularen pulsatorischen Schwankungen unter physiologischen Druckverhältnissen nur geringe Effekte liefert. Bei normaler Tension ist die Corneosklera relativ zu nachgiebig; sie fängt jeden pulsatorischen Druckstoss ab. Grössere Schwankungen der Druckamplitude treten erst dann in Erscheinung, wenn die Tension über die physiologischen Werte steigt, wenn also die Hornhaut-Lederhaut durch den intraokularen Druck so gespannt ist, dass sie kaum mehr dehnbar ist. Man kann also feststellen, je höher der intraokulare Druck wird, um so ausgeprägter werden die Pulsationen sichtbar.

WEGENER suchte nun nach einer Methode, die eine manometrische Erfassung am menschlichen Auge ermöglichte. Aus der Dehnung der Bulbushüllen zog er Rückschlüsse auf die Druckschwankungen im Inneren.

Bereits BAILLART hatte auf einfache Weise eine graphische Darstellung der tonometrischen Schwankungen des Menschenauges vorgenommen. Massgebend für die Höhe der pulssynchronen intraokularen Druckschwankungen sind die Kaliberschwankungen der intraokularen Gefässe. Von dieser Vorstellung ausgehend belastete BAILLART das Auge mit demjenigen Tonometergewicht, durch das der intraokulare Druck etwa bis zur Höhe des diastolischen Blutdruckes in den intraokularen Gefässen gebracht wurde. Er photographierte die Hebelausschläge. Bei geeigneter Belastung machte der Zeiger pulssynchrone Ausschläge, die sogar gelegentlich eine Dikrotie erkennen liessen. Änderte sich die Form des zentralen Pulses, so änderte sich auch die tonometrisch aufgenommene Kurve. WEGENER arbeitete nun ein Verfahren aus, das die Wirkung der intraokularen Druckschwankungen auf die gesamten Bulbushüllen anzeigt. Hierbei wird auf den Bulbus ein allseitig gleichmässig wirkender Luftdruck ausgeübt. Dadurch werden verschiedene Wirkungen erzielt. Der von aussen wirkende Fremddruck belastet die einzelnen Flächenelemente der Corneosklera mit der gleichen Kraft, wie sie auch vom Bulbusinneren her wirksam ist. Das führt dazu, dass die tangentielle Beanspruchung der Augenhüllen sehr stark reduziert wird. Das bedeutet, dass der Aufbläheffekt unterbleibt. Der gleiche Vorgang, der sich am Bulbus abspielt, vollzieht sich aber auch an den Blutgefässrohren und zwar in dem Augenblick, in dem der Augeninnendruck die Höhe des mittleren Blutdruckes erreicht.

Diese Methode wurde ursprünglich von BLIEDUNG zur Messung des Blutdruckes in den intraokularen Gefässen angegeben und von WEGENER dann weiter ausgebaut. Der Apparat setzt sich aus mehreren Teilen zusammen: 1) Apparatur für den Bulbuspuls, 2) Apparatur für den Carotispuls, 3) Lichtquelle, 4) Zeitschreiber, 5) Kymographion.

Die Schwierigkeit besteht im Bau einer geeigneten Kapsel, die die Orbita nach aussen luftdicht abschliesst, den Bulbus selbst aber nicht berührt. Diese Forderungen werden am besten von einer Kapsel erfüllt, die der äusseren Form der Orbita angepasst ist. Auf die Basis der Kapsel, die aus Metall besteht, ist eine Pneumatik aufgeklebt, die sich dem Orbitalrand eng anschmiegt. Die Kapsel ist so geformt, dass zwischen den Lidern und der Kapselwand nur eine Luftschicht von 2 mm Dicke vorhanden ist. In der Mitte verjüngt sich die Kapsel zu einem Rohr mit einer Weite von 2 mm. An der Basis der Kapsel sind zwei Bügel angebracht, mit deren Hilfe man über Gummibänder die Kapsel an den Kopf anpressen kann. Der luftdichte Abschluss wird noch dadurch erleichtert, dass eine feine Fettschicht aufgetragen wird. Bei Kompressionsdrucken von 100 mm·Hg gelingt der luftdichte Abschluss. Vom Kapselrohr führt ein Druckschlauch von 2 mm Weite zu einem Kreuzrohr aus Glas, dessen zweiter Arm mit dem RECHLING-HAUSENschen Tonometer in Verbindung steht. Dieses ist an ein Gebläse angeschlossen, dessen Schlauch mit Hilfe einer Klemme luftdicht angeschlossen werden kann. Der dritte und vierte Arm des Kreuzrohres stehen durch Druckschläuche mit einem Differentialmanometer in Verbindung. Dieses Gerät besteht aus einer zylinderförmigen FRANKSchen Kapsel, auf die luftdicht eine zweite, ebenfalls zylindrische Kapsel aus Metall aufgeschoben ist. Nach aussen ist die zweite Kapsel durch eine Glasscheibe luftdicht abgeschlossen. Der beiden Zylindern gemeinsame Luftraum wird durch die Gummimembran der FRANKSchen Kapsel in zwei getrennte Lufträume unterteilt. Auf die Membran ist ein kleiner Spiegel von 3 mm Durchmesser aufgeklebt. Das ganze Differentialmanometer ist an einem gusseisernen Galgen angebracht und durch Schrauben nach Höhe und Seite verstellbar. Dieses System kann auf jeden beliebigen Druck bis zu 200 mm Hg gebracht werden. Klemmt man eine der beiden Zuführungen zum Differentialmanometer ab, so muss jede auf der anderen Seite entstehende Druckveränderung auf die Membran einwirken und zu Bewegungen der Membran, d. h. Winkelbewegungen des aufgeklebten Spiegels führen. Auf diesen Spiegel fällt das Licht einer Lampe, deren Lichtspalt durch Prismen in drei Teile zerlegt ist. Der zweite Lichtspalt wird zur Aufzeichnung der Carotiskurve verwendet. Die Messung dieses Pulses wird mit Hilfe der FRANKSchen Kapsel durchgeführt, die durch einen Druckschlauch in Verbindung mit einem kleinen Glastrichter steht. Der Glastrichter wird mit Leukoplaststreifen über der Teilungsstelle der Carotis communis befestigt. Von diesen Spiegeln werden die Lichtstrahlen auf den Spalt eines in zwei Meter Entfernung aufgestellten, optischen Kymographen reflektiert. Die Empfindlichkeit dieses Systemes ist für diese Versuche genügend gross. Die Zahl der

Eigenschwingungen beträgt 145/Sekunde, so dass die Kurve nicht durch Eigenschwingungen verändert wird. Der Kopf der Versuchsperson wird auf einer Kinnstütze befestigt, um störende Bewegungen möglichst auszuschalten. Bei dieser Versuchsanordnung entspricht die Verschiebung des Lichtstrahles um 1 cm einer Druckänderung von 1 mm Hg.

Ergebnisse: Die Kurven setzen sich aus zwei Komponenten zusammen. 1) Die Vortreibung des Bulbus durch die extraokulare, orbitale Pulsation. 2) Die pulsatorische Ausdehnung der Bulbushüllen.

Der erste Faktor bedingt hauptsächlich die Grösse der Amplitude, der zweite die Entstehung sekundärer Undulationen, die bei geeignetem Druck fast alle Wellen des zentralen Pulsbildes aufweisen. Unter der Einwirkung des von aussen wirkenden Kompressionsdruckes findet innerhalb von wenigen Sekunden eine Umstellung der Blutdruckwerte in den intraokularen Gefässen auf die Höhe des Blutdruckes der Arteria ophthalmica statt. Diese lokale Blutdruckerhöhung ist graphisch zu verfolgen.

9. Zur Blutdruckmessung in den Augengefässen mittels der Pelottenmethode nach SAMOJLOFF und SEIDEL

Mit der Pelottenanordnung kann man nur die Drucke der extraokularen Arterien und Venen erfassen. Die hier ermittelten Druckwerte besitzen aber sicher eine andere Grösse als die im Augeninneren tatsächlich vorhandenen. Der Druck in den extraokularen Arterien ist höher als der in den intraokularen. Umgekehrt ist das Verhalten im venösen Kreislaufabschnitt; hier liegen die intravasalen Drucke intraokular höher als extraokular. Vom hämodynamischen Standpunkt ist dieser Vorgang ohne weiteres verständlich. Der methodisch hohe Wert der Pelottenmethode liegt nun darin, dass sich auf direktem Wege die Blutdruckwerte sowohl der in das Auge eintretenden Arterien als auch der aus dem Auge austretenden Venen bestimmen lässt; d. h. sie liefert zwei Extremwerte, innerhalb derer der intraokulare Blutdruckwert sicher liegen muss. Unter physiologischen Bedingungen soll sich der intraokulare Kapillardruck um 50 mm Hg bewegen.

Modellversuch zur Pelottenmethode:

Ein als zarter Modellschlauch dienendes Dünndarmstückchen eines neugeborenen Meerschweinchens wird an beiden Seiten End zu End mit je einem Glasröhrchen verbunden. Die Glasröhrchen gehen in Gummischläuche über, die in Verbindung mit einem Wassermanometer gesetzt werden, welches verschiedene Druckhöhen einzustellen gestattet. Das gesamte System wird mit einer isotonischen Isaminblaulösung gefüllt. Anschliessend wird das Darmstück auf eine horizontale Porzellanplatte aufgebracht. Auf das Darmstück wird eine SEIDELsche Druckkapsel aufgesetzt. In dieser wird der Druck mit Hilfe eines Bürettenmanometers nun solange gesteigert, bis das Darmstück kollabiert. Der Kollaps des kleinen Darmschlauches

ist wegen der Verdrängung der in ihm befindlichen, blau gefärbten Indikatorflüssigkeit in Richtung der Glasröhre an seinem Ablassen oder Farbloswerden gut erkennbar. Nun lässt man den Druck in der Druckkapsel langsam sinken bis zu dem Zeitpunkt, in dem wieder blaue Flüssigkeit in das Darmstück einströmt. Bei diesen Versuchen ergeben sich folgende Resultate: Der in der Kapsel zur Zeit des Farbloswerdens des Darmstückes herrschende Druckwert übertrifft den im Darm vorhandenen in allen Versuchen um 1 bis 2 cm H_2O . Der Pelottendruck bei dem dann wieder Flüssigkeit in das leergedrückte Darmstück eintritt, ist um 5 bis 6 cm H_2O niedriger, als der im Darm vorhandene Druck. Da eine gewisse Zeit vom Augenblick des Verschwindens bzw. Wiedererscheinens der Blaufärbung vergeht, ist es aus beobachtungstechnischen Gründen möglich, dass bei aufsteigendem Kompressionsdruck der abgelesene Wert etwas zu hoch, bei absteigendem Druck etwas zu niedrig gefunden wird, als es dem tatsächlich im Darm herrschenden entspricht.

Um diese bisher hydrostatischen Versuche den Verhältnissen am lebenden Auge ähnlich zu machen, wird die Flüssigkeit in kontinuierliche Bewegung versetzt. Man benutzt dazu eine MARIOTTESche Flasche, die als Reservoir dient. Durch Heben und Senken der Flasche wird der Durchspülungsdruck variiert. An einem zwischengeschalteten Wassermanometer kann der Druck im System jederzeit abgelesen werden. Am Ausflussende des Darmstückes befindet sich eine Glaskanüle mit Abtropfvorrichtung.

Unter diesen veränderten Bedingungen wird der Druck im Darmstück und im Pelottensystem wiederum bestimmt. Nun ergeben sich folgende Resultate:

Bei einem Druck von 25 bis 30, 35, 40 und 50 cm H_2O innerhalb des Darmstückes liegt der zur Kompression nötige Pelottendruck 1 bis 2 cm H_2O höher, und der bei der Wiederentfaltung herrschende Aussendruck um 1 bis 2 cm H_2O tiefer als derjenige im Darmstück zur Zeit der Messung. Weiter zeigt sich, dass bei rascher Steigerung des Kompressionsdruckes bis zu einem bestimmten Wert das Darmstück zwar zusammengedrückt werden kann, dass es sich aber nach einiger Zeit von selbst wieder anfüllt, obwohl inzwischen der Einpressdruck - der durch eine bestimmte Hubstrecke der MARIOTTESchen Flasche festgelegt war - nicht mehr verändert wurde. Die Erklärung für dieses Geschehen liefert die Beobachtung des Wassermanometers, das zwischen Beobachtungsobjekt und MARIOTTEScher Flasche liegt. Solange sich die blaue Flüssigkeit in Strömung befindet, muss nach den Gesetzen der Hydrodynamik der Wanddruck auf den Darmschlauch geringer sein als es bei Unterbrechung des Flusses der Fall ist, d.h. der Flüssigkeitsspiegel im Manometer muss zur Zeit des Flusses tiefer stehen. Kommt es dann bei einem bestimmten Pelottendruck zur Stagnation des Flusses, so kann sich der volle hydrostatische Druck aus der MARIOTTESchen Flasche auswirken, der Manometerspiegel steigt an, der Darmschlauch wird wieder entfaltet, die blaue Flüssigkeit beginnt wieder von neuem zu fließen.

Eine weitere Variation der Versuche besteht darin, dass das Darmstück auf

einen frisch enukleierten Kalbsbulbus anstatt auf eine Porzellanunterlage gelegt wird. Mit Hilfe eines weiteren Manometers können verschiedene Werte des Binnendruckes im Kalbsauge eingestellt werden. Wird nun das durchspülte, auf den Bulbus aufgelegte Darmstück mit der Pelotte komprimiert, so kann es bei einem Augeninnendruck von 35 cm H_2O durch einen den Innendruck um 1 bis 3 cm H_2O übersteigenden Pelottendruck zusammengedrückt werden. Senkt man dann den Pelottendruck um 2 bis 4 cm H_2O unter denjenigen des Augendruckes, so füllt sich das Darmstück wieder auf. Bei einem intraokularen Druck von 45 cm H_2O wird das durchspülte Darmstück bei einem seinen Innendruck entsprechenden Pelottendruck leergedrückt, es füllt sich aber wieder, wenn der Pelottendruck um 5 bis 6 cm H_2O unter den Augeninnendruck abgesunken ist. Bei subnormalem Augendruck ist zum Blassdrücken ein etwa um 7 cm H_2O über dem Innendruck des Darmstückes liegender Pelottendruck erforderlich, während die Wiederfüllung des Darmstückes bereits bei einem seinen Innendruck um 2 bis 3 cm H_2O übertreffenden Pelottendruck erfolgt.

Diese Versuche demonstrieren die Bedeutung der Nachgiebigkeit der Unterlage, auf die das Darmstück jeweils aufgebraucht wurde. Als Schlussfolgerung geht aus dem Modellversuch hervor, dass zur Kompression eines künstlich durchspülten Darmstückes mit Hilfe der SEIDELschen Pelotte in allen Fällen ein den tatsächlichen Innendruck um einige Zentimeter H_2O übertreffender Pelottendruck erforderlich ist, und dass ferner die Geschwindigkeit, mit welcher der Kompressionsdruck gesteigert wird, von wesentlicher Bedeutung für die Höhe des gefundenen Druckwertes ist. Die Ergebnisse der Messungen werden durch die Beschaffenheit der Unterlage derart beeinflusst, dass bei subnormalem Augendruck höhere Werte gefunden werden, als bei normalem oder gesteigertem Augendruck.

10. Der Bulbusorbitalpuls registriert mit Hilfe des mechanisch-elektrischen Elongationsgebers nach H. HAGER

HAGER registriert den Bulbusorbitalpuls mit Hilfe von mechanisch-elektrischen Elongationsgebern, die an einen direkt schreibenden Kardiographen angeschlossen sind. Diese Methode erfasst die Pulsationen des gesamten Orbitalinhaltes, d. h. aller Gewebe, die im intra- und extraokularen Stromgebiet der Arteria ophthalmica liegen. Pulsationen der Lidhaut gehen ebenfalls ein.

HAGER benutzt eine Augenbadewanne aus plexiglasähnlichem Kunststoff, in deren Boden sich eine 2 cm grosse Öffnung zur Aufnahme des Fühlerstiftes des Elongationsgebers befindet. Die Öffnungen werden mit einer Gummimembran luft- und wasserdicht straff überspannt. Ausserdem besitzt die Kammer zwei seitlich einander gegenüber angebrachte Ansatzstutzen mit Hähnen, durch die die Kammer über ein Schlauchsystem und Vorratsgefäss mit Luft oder Wasser unter jeden beliebigen Druck

gebracht werden kann, so dass der Fühlerstift immer gerade mit der Membran Kontakt behält. Die ganze Augendruckkammer wird durch eine Haltevorrichtung aus Leder am Kopf des Patienten befestigt, so dass der Rand der Kammer auf dem knöchernen Orbitalrand fest aufliegt. Wenn durch das Anlegen der Kammer ein Vordruck auf das Auge, bzw. auf die geschlossenen Augenlider entstanden ist, kann dieser an der Quecksilbersäule des Blutdruckapparates abgelesen und durch Ablassen der Luft beseitigt werden.

Untersuchungen mit diesem Apparat führten zu folgenden Ergebnissen: Bereits bei einem Druck von 10 mm Hg innerhalb der Druckkammer sind an jeder Pulsfigur Einzelheiten im Sinne eines Amplitudenmaximums und einer Nachschwankung (Dikrotie) zu erkennen. Bei jüngeren Patienten steigt die Pulsamplitude bei einem Kompressionsdruck zwischen 30 und 20 mm Hg sprunghaft an. Bei 30 mm Hg treten die TRAUBE-HERING-MAYER-Wellen deutlich in Erscheinung. Bei einem optimalen Kompressionsdruck, der zwischen 50 und 70 mm Hg liegt, wird das Maximum der Pulsationen erreicht oder gerade überschritten. Bei noch höheren Drucken werden dann die Pulsationen deutlich kleiner.

11. Hornhautpulsationen, Blutdruck und Augendruck nach R. THIEL und C. MÜLLER

THIEL deutet die Hornhautpulsationen als eine Folge rhythmischer Volumenänderungen des Augapfelinhaltes, die durch das rhythmisch ins Augeninnere einströmende Blut hervorgerufen werden. Er versucht die Pulsation auf zweierlei Art zu messen:

a) durch die Bestimmung des Volumenpulses (Plethysmographie).

b) durch die Bestimmung des Druckpulses (Sphygmographie).

Zu a) Die elastische Augapfelhülle dient hier selbst als eine Art Messkapsel. Die Bestimmung des Volumenpulses kann daher am Auge durch Messung der radialen Verschiebung eines kleinen Abschnittes seiner elastischen Wand erfolgen.

Zu b) Bei der Bestimmung des Druckpulses dagegen muss die Blutgefäßwand durch einen von aussen wirkenden Fremddruck entspannt werden. Die Pulswelle überträgt sich dann direkt auf das aufgesetzte Messinstrument.

Wird durch Belastung der Hornhaut der Druck im Augeninneren soweit erhöht, dass er dem von innen her wirkenden Wanddruck der intraokularen Gefäße entspricht, so wird die Pulswelle durch den inkompressiblen Inhalt des Augapfels auf ein Messinstrument übertragen, das der Hornhaut aufsitzt. THIEL arbeitete mit zwei Apparaten, die zur Messung des Volumen- bzw. Druckpulses konstruiert wurden.

Zur Messung des Volumenpulses müssen folgende Bedingungen erfüllt sein:

1) Der Apparat muss ein so geringes Gewicht besitzen, dass durch ihn kein unzulässiger Druck auf die Gefäße im Augeninneren ausgeübt wird.

2) Die translatorischen Bewegungen des Augapfels, die durch die pulsatorischen Blutfüllungsänderungen der Orbita bedingt sind, dürfen nicht mitgezeichnet werden.

3) Kleine seitliche Bewegungen des Augapfels infolge von Blickwendungen sollen keinen Einfluss haben.

Der Apparat wurde von C. MÜLLER und seinen Assistenten gebaut. Es wurde das Prinzip des Parallel-Doppelspiegels angewandt. Trifft ein Lichtstrahl den einen der beiden zueinander parallel liegenden Spiegel unter einem bestimmten Winkel, so wird er über den zweiten unter dem gleichen Winkel weiterreflektiert. Alle Verschiebungen des Spiegelsystemes, bei denen der Einfallswinkel des Lichtstrahles nicht geändert wird, z. B. nach oben oder nach unten, bewirken keine Änderung der Strahlrichtung. Bei liegenden Patienten werden daher die pulsatorisch-translatorischen Bewegungen des Augapfels in der Orbita nicht gemessen. Werden beide Spiegel um den gleichen Winkel gedreht, verbleiben sie also parallel zueinander, so wird der reflektierte Strahl lediglich um einen geringen Betrag zu sich parallel verschoben. Derartige Lageänderungen des Parallelspiegelsystemes können durch Blickänderungen des Patienten erzeugt werden. Infolge der geringen Parallelverschiebung des Lichtstrahles bleiben sie aber praktisch bedeutungslos. In der geschriebenen Kurve verlaufen derartige Augenbewegungen nicht rhythmisch. Wird dagegen aber die Parallelstellung der beiden Spiegel dadurch aufgehoben, dass sich einer von ihnen, z. B. der untere, um einen kleinen Winkelbetrag dreht, so erfährt der reflektierte Strahl eine beträchtliche Ablenkung. Sitzt nun der untere Spiegel der Hornhaut beweglich auf, so müssen sich seine durch rhythmische Lageänderungen bedingten Winkeländerungen in rhythmischen Ablenkungen des reflektierten Strahles zeigen.

Der nach dem Paralleldoppelspiegelsystem konstruierte, 97 cg schwere Apparat steht mit einem schmalen Ring, dessen Öffnung dem Hornhautdurchmesser entspricht, auf der Sklera. Der untere Spiegel ist an einer feinen horizontalen Metallsaite leichtbeweglich aufgehängt und berührt mit einer kleinen Kuppe den Hornhautscheitel. Der obere Spiegel bleibt unbeweglich gegenüber dem unteren eingestellt. Als Lichtquelle dient ein kleines 4-Voltlämpchen mit gespanntem Faden. Der strichförmige Glühfaden wird mit einer Sammellinse auf der Zylinderlinse eines Kymographions abgebildet, die ihn dann zu einem leuchtenden Punkt auf dem lichtempfindlichen Papier zusammenzieht. Auf dem Wege zum Kymographen passiert der Lichtstrahl das Doppelspiegelsystem. Er wird durch zwei Hilfsprismen über dem Kopf des Patienten um 180° und durch ein weiteres Prisma senkrecht zur Achse der Kymographentrommel abgelenkt. Drei MAREYSche Kapseln mit kleinen Konkavspiegeln dienen der Registrierung des Carotispulses, der Atemschwankungen und der Zeit. Der Hornhautpuls konnte mit der beschriebenen Apparatur als gleichmässige, wellenförmige Linie erfasst werden. Die Hornhautbewegungen verlaufen im Rhythmus des Pulsschlages, wie der gleichzeitig mitgezeichnete Carotispuls eindeutig zeigt. Der ansteigende und der absteigende Schenkel des Hornhautpulses er-

scheinen fast gradlinig. Im abfallenden Schenkel ist zuweilen ein kleiner Absatz erkennbar. Wahrscheinlich handelt es sich hierbei um die diakrote Erhebung. Im Auge erfasst man wohl vor allem die Pulse der kleinsten Arterien.

Bei der Messung des Druckpulses wird der erforderliche, von aussen auf den Bulbus wirkende Fremddruck durch das Gewicht des Messgerätes selbst hergestellt. Die eigentliche Messung des Hornhautpulses geschieht nach dem Prinzip der WHEATSTONEschen Brücke. Der von einem Akkumulator gelieferte Strom durchläuft vier feine Nickeldrähte, die die Widerstände der Brücke bilden. Die Drähte werden infolge ihres inneren Widerstandes erwärmt. Jede Abkühlung der Drähte bewirkt eine Verminderung des elektrischen Widerstandes, die mit Hilfe eines Saitengalvanometers sehr genau gemessen und registriert werden kann. Die Abkühlung erfolgt durch die Annäherung einer Metallplatte an das Drahtpaar; die Platte wird von einem Stempel getragen. Bewegungen der Hornhaut übertragen sich über den Stempel auf die Metallscheibe mitnimmt. Der Widerstand in dem anderen Nickeldrahtpaar bleibt konstant, da sie ausserhalb des Abkühlungsbereiches der bewegten Metallscheibe liegen. Die Bewegungen des Augapfels in der Orbita und kleinere Blickwendungen des Untersuchten haben auch bei dieser Methode keinen Einfluss. Die Kurve, die auf diese Weise gewonnen wird, stellt ebenfalls eine wellenförmige Linie dar, die synchron mit der Kurve des Carotispulses verläuft. Der ansteigende Schenkel ist steiler, der abfallende flacher. Respiratorische Schwankungen können ebenfalls beobachtet werden, wie bei der Bestimmung des Volumenpulses.

III. DIE DIELEKTROPLETHYSMOGRAPHIE DES AUGES NACH SCHLEGEL

1. Die Technik des Verfahrens

Das Messverfahren erfasst einen Teil des Augeninnenraumes. Dem zu messenden Abschnitt - dem Ciliarkörper - wird ein geometrisch definiertes Hochfrequenzfeld überlagert, das bei 60 MHz (6×10^7 Hz) schwingt. Die pulssynchrone Blutfüllungsänderung im Bereich des Messfeldes bedeutet eine Dielektrikumsänderung für den Kleinstkondensator, der aus den beiden Messelektroden A und B gebildet wird (Abb. 1).

Die Kapazität eines Kondensators hängt ab:

- 1) von der Flächengrösse der Platten,
- 2) vom Abstand, den die beiden Platten voneinander haben,
- 3) von dem Medium, das sich zwischen den beiden Platten befindet.

Bringt man zwischen die beiden fixen Platten des Kondensators verschiedene Medien, so stellt man fest, dass sich seine Kapazität jeweils ändert. Der Grund für diese Kapazitätsänderungen liegt in den Materialeigenschaften der Dielektrika.

Ein Kondensator besitze die Kapazität C , wobei sich als Dielektrikum Luft zwischen beiden Platten befinden möge. Wird nun zwischen beide Kondensatorplatten bei sonst gleichbleibender Anordnung anstatt der Luft ein anderes Dielektrikum gebracht z.B. Hartgummi mit der Dielektrizitätskonstanten 4, so findet man eine Vervierfachung der Kapazität zu dem Wert $4C$. Dementsprechend definiert man die relative Dielektrizitätskonstante des Hartgummis als $\epsilon_r = 4$, d.h. sie ist viermal so gross wie die der Luft. (Abb. 2 und 3).

Bringt man in das elektrische Feld eines Kondensators eine Küvette mit zwei übereinander geschichteten Flüssigkeiten verschiedener Elektrizitätskonstante, z.B. Öl und Wasser, und bewegt mit Hilfe einer Spritze den Trennspiegel zwischen beiden Flüssigkeiten auf und nieder, so kann man einen gleichlaufenden periodischen Wechsel des Kapazitätswertes des Kondensators messen.

Ähnlich diesem Modellversuch gestaltet sich das Geschehen im Messbereich des Ciliarkörpers. Das geschichtete Dielektrikum, das zwischen den beiden Messelektroden A und B liegt, wird bei der pulssynchron sich ändernden Blutfülle ebenfalls pulssynchron wechselnde Werte annehmen. Da die Elektrodenfläche und der Elektrodenabstand konstant gehalten werden, wird die Dielektrikumsänderung die einzige Ursache für die Kapazitätsänderungen des Messkondensators sein. Diese Kapazitätsänderungen werden dann zur Frequenzmodulation eines kleinen Senders benutzt und zur Darstellung gebracht. Um eine hinreichend mechanische Anschmiegung der Kondensatorplatten zu erreichen, muss man deren Durchmesser sehr klein machen, d.h. man muss mit sehr kleinen Kapazitätswerten und minimalen pulsrhythmischen Kapazitätsänderungen rechnen. Um einen genügend grossen Messeffekt zu erhalten, wird dem Kondensator eine Spule parallel geschaltet. Durch diese Massnahme erhält man einen sog. Schwingkreis, ein in der Hochfrequenztechnik häufig verwendetes Schaltgebilde. Lädt man eine solche Anordnung elektrisch auf, so hat sie die Eigenschaft, die zugeführte Energie periodisch zwischen der Spule und dem Kondensator hin und herpendeln zu lassen, d.h. diese Anordnung ist schwingungsfähig. Die Häufigkeit dieses Pendelvorgangs nennt man die Frequenz des Schwingkreises. Wegen dieser Eigenschaft und wegen seiner hohen Empfindlichkeit bietet sich ein solcher Schwingkreis zur Messung kleinster Kapazitätswerte und Kapazitätsänderungen an (Abb. 4).

Ändert sich bei gleichbleibender Spule, d.h. bei konstanter Induktivität die Kapazität des Kondensators rhythmisch, so stellen sich trägeheitslos die entsprechenden Frequenzänderungen des Schwingkreises ein. Dieses Arbeitshypothese bildet die verfahrenstechnische Grundlage des Gerätes.

Das Schaltbild der benutzten Messanordnung zeigt folgende Einzelheiten (Abb. 5):

Dem elektrischen Meßschwingkreis MK liegt die dem Auge angelegte Messkapazität C_x parallel. Durch eine geeignete induktive Kopplung an einen Oscillator OI gelingt es, wahlweise die Blind- oder auch die Wirkkomponente des kapazitiven Scheinleitwertes von C_x zur Frequenzmodulation zu benutzen. Es folgt die

multiplikative Mischung mit einem zweiten unmodulierten Oscillator OII. Hieraus resultiert die erste Zwischenfrequenz, die auf einen Demodulator (Phasendiskriminator) gegeben wird. Die hier entstehenden, pulssynchronen Spannungsänderungen werden mit Hilfe eines Kathodenstrahloscillographen registriert. In einem Nebenweg wird die frequenzmodulierte zweite Zwischenfrequenz dann noch einer weiteren Meßstufe zugeleitet, die die pulsrhythmischen Frequenzänderungen hörbar macht (Tonstufe).

Der Messkopf für das Auge besteht aus einem napfförmigen Träger, der auf die oberflächenbetäubte Hornhaut aufgesetzt wird. Für den Messeffekt different ist nur die seitliche Flächenelektrode, die über dem Ciliarkörper liegt. Die Gegenelektrode liegt über der blutgefäßfreien Hornhaut. Kammerwasser, Linse und Glaskörper sind Gebilde, die frei von Blutgefäßen sind und keine Pulseffekte liefern.

Dieses kleine Gerät, dessen Gewicht 742 mg beträgt, schmiegt sich allein durch Adhäsion der Hornhaut unverschieblich an. Die geringe mechanische Belastung des Augapfels gewährleistet ein Messen unter weitgehend physiologischen Bedingungen. Die Verbindung vom Messkopf zum Eingang des Dielektroplethysmographen geht über eine hochflexible Mikro-Lecher-Leitung (Abb. 6).

Ausserdem wird ein Pneumodynamometer benutzt, das zur artifiziellen Steigerung des Augendruckes dient. Der Druckbalg dieses Dynamometers ist über einen Luftzuführungsschlauch mit einem Druckluftreservoir verbunden, das mit einem Hg-Manometer kommuniziert. Der jeweilige Stand des Manometers kann elektrisch registriert werden (Abb. 7).

2. Eigene Messergebnisse

Abbildung 8 zeigt Kurvendarstellungen, die am intakten Ciliarkörper des Menschen aufgenommen wurden. Neben den pulssynchronen Erhebungen (Wellen erster Ordnung) sind auch langsamere periodische Abläufe zu erkennen, die den früher besprochenen Wellen zweiter und dritter Ordnung entsprechen. Aufgabe der ersten Untersuchungsreihe war es, Typen der Wellen erster Ordnung zu erkennen. Hierbei kam es uns vornehmlich darauf an, festzustellen, ob die Kurvenformen Merkmale aufwiesen, die dem Lebensalter der einzelnen Versuchspersonen zuzuordnen wären. Das war offensichtlich der Fall. Die Pulsfiguren der Jugendlichen wiesen z. B. in der Überzahl eine deutliche Dikrotie auf, die bei älteren Menschen regelmässig fehlte. Die rein geometrische Formaussage war deutlich, aber trotzdem schwierig mit Mass und Zahl zu beschreiben. Um nun zu weiteren Beurteilungskriterien zu gelangen, gingen wir dazu über, die Pulskurven mathematisch zu differenzieren.

Der Differentialquotient $f'(x)$ - (Abb. 9) - bezeichnet bekanntlich die Steigung der Kurve $f(x)$ in einem Punkt. Die jeweilige Steigung, die in den

einzelnen Punkten der Grundkurve $f(x)$ mit Hilfe von Dreiecksfiguren beschrieben wird, ist darunter kontinuierlich in der ersten Differentialkurve $f'(x)$ zusammengefasst.

Die Differentialkurven werden mit Hilfe eines kleinen Differenziergerätes gewonnen, das während der Messung sofort mitrechnet. In den folgenden Abbildungen ist mit F die ursprüngliche Pulskurve, die sog. Grundkurve und mit F' die erste Ableitung, also die Differentialkurve bezeichnet. Die Differentialkurven bieten nun sehr interessante Merkmale. In Abbildung 10 sind Kurven verschiedener Lebensalter zusammengestellt. Bei Jugendlichen fällt der schnelle Anstieg der einzelnen Pulsfigur in F auf, d. h. der Anfangsteil der Periode erscheint steil aufwärtsgestellt. Dementsprechend sind die Differentialkurven hoch und spitz. In den basalen Teilen der Differentialkurve sieht man nach dem Durchlaufen des Minimums eine deutliche Welligkeit, was wohl als Hinweis auf die Elastizität der jugendlichen Gefäße zu deuten ist. Die F und F' Kurven älterer Personen erscheinen dagegen plump und unelastisch, sie sind mehr bogenförmig, die basale Schwingungsfigur fehlt. Neben dem augenfälligen Formunterschied gibt die Ausmessung der Differentialkurven noch entscheidende Hinweise. Es zeigt sich dabei, dass in Bezug auf die Gesamtperiodenlänge des Pulses das Steilheitsmaximum der Grundkurve - in der Differentialkurve als Gipfel sichtbar - beim Jugendlichen weit links, also im Beginn der Periode liegt, beim älteren Menschen dagegen rückt sie mit zunehmendem Alter immer weiter nach rechts. An 306 Versuchspersonen wurden die Beziehungen zwischen Kurvenablauf (Abb. 11) und Lebensalter quantitativ untersucht. Als erstes zeigte sich dabei für die Grundkurven, dass der Wert des Quotienten aus Kurvenanstiegszeit (a) und Kurvenabfallszeit (d), das sog. a/d Verhältnis, das bei Untersuchungen an peripheren Körperabschnitten (Arm und Bein) von MATTHES und VÖLKER früher eingehend geprüft wurde und das in der Körperperipherie spezifische Werte liefern soll, am Auge wenig auffällig ist. Mit Sicherheit lassen sich keine Signifikanzen in Bezug auf die Altersabhängigkeit finden. Während die Grösse dieses a/d Quotienten in der Körperperipherie unter physiologischen Verhältnissen im Bereich von 0,20 bis 0,25 liegt, - Werte von 0,33 sollen bereits pathologisch sein - fanden wir am Auge gesunder Versuchspersonen Werte zwischen 0,4 bis 0,6. Der erstaunlich hohe a/d Wert am Auge wirft die interessante physiologische Frage auf, ob man für Kreislaufsysteme, die innerhalb eines fest umschlossenen und flüssigkeitserfüllten Raumes liegen und die gegen einen hydromechanischen Binnendruck arbeiten, wohl die gleichen hämodynamischen Gegebenheiten unterstellen darf, wie sie sonst allgemein für periphere Kreislaufbezirke gelten, die gegen Luft unter Atmosphärendruck arbeiten.

Nähere Aufschlüsse brachten die Ausmessungen der Differentialkurven. Hierzu haben wir folgende Bezeichnungen gewählt (Abb. 11):

p = Zeitdauer der gesamten Periode eines Einzelpulses.

e = Zeitdauer vom Beginn der Pulsperiode bis zum Steilheitsmaximum der Grundkurve, d. h. bis zum Gipfel der Differentialkurve.

f = Zeitdauer vom Gipfel der Differentialkurve bis zu ihrem darauffolgenden Nulldurchgang, d. h. bis zum Gipfel der Grundkurve.

Untersucht wurden die Werte der Quotienten p/e , p/f und f/e . Hierbei zeigt sich, dass der p/e -Quotient offenbar das geeignetste Beurteilungskriterium liefert. Trägt man die p/e Werte linear gegen das Lebensalter der Probanden auf, so erkennt man eine deutliche funktionale Abhängigkeit beider Grössen. Die Aussage, die in der Abbildung 12 enthalten ist, beschreibt das eigentliche Ergebnis der hier vorgelegten eigenen Arbeit. Man erkennt eine wahrscheinlich gradlinig mit dem Lebensalter fallende Progression, die von den oberen Extremwerten jugendlicher (15) um 13,0 bis zu den unteren Extremwerten alter Personen (80) um 4,0 reicht. Das bedeutet, dass die Pulsfiguren des Jugendlichen im Verhältnis zur Pulsperiodendauer ihr Steilheitsmaximum wesentlich früher erreichen als diejenigen des Greises. Wir glauben, dass es sich hierbei um die Darstellung von Elastizitätseigenschaften der Gefässwand handelt. Es soll allerdings nicht übersehen sein, dass die Pulsform ausserdem noch von der Kontraktionskraft und der Kontraktionsgeschwindigkeit des Herzens abhängt.

Die mathematische Differentiation der Grundkurve bietet mit den beiden genannten Extremwerten 13 und 4 ($13/4 = 3,25 = 325\%$ des Minimalwertes) ein ausserordentlich empfindliches Beurteilungsmass.

Im Rahmen der Arbeitsgemeinschaft für Altersforschung (Physiologisches Institut Basel) hat BATSCHELET 1955/56 für die Blutgefässe der Körperperipherie die altersabhängige Änderung der Pulswellengeschwindigkeit gemessen. Bei diesen methodisch wohl recht zuverlässigen Untersuchungen zeigt sich, dass mit der Minderung der Elastizität der Arterienwand im Alter die Pulswellengeschwindigkeit wächst. Die Konfrontierung der graphischen Darstellung seiner Messergebnisse mit den von uns am Auge gefundenen p/e Werten ergibt eine bemerkenswerte Ähnlichkeit beider Kurven bezüglich der Altersabhängigkeit. Den p/e Werten ähnlich verläuft die kurvenmässige Darstellung der f/e Werte. Andere von uns untersuchte numerische Beziehungen der Differentialkurven brachten weniger deutliche Ergebnisse. Die Ursache dieses Verhaltens zu erkennen, bzw. zu diskutieren wird Inhalt weiterer Untersuchungen sein. Da das Verfahren von SCHLEGEL die Möglichkeit bietet, am Ciliarkörper einen Messpunkt zu erreichen, der zum Versorgungsreich der Arteria ophthalmica, also zur Endstrecke der Arteria carotis interna gehört, ist es bei gleichzeitiger Messung an Auge und Arteria carotis am Halse prinzipiell möglich, die Zeitdauer zu erfassen, die die Pulswelle für das Durchlaufen dieser grösstenteils intracraniellen Gefässstrecke benötigt. Wenn man mit derartigen Messungen auch nicht exakt die Pulswellengeschwindigkeit ermittelt, da die für eine exakte Geschwindigkeitsbestimmung notwendige Wegstrecke des intracraniellen Gefässabschnittes nur geschätzt werden kann, so ergaben sich für die verschiedenen Lebensalter doch deutlich unterschiedliche Laufzeiten. Die Verschiedenheit der Laufzeiten bringt zusätzliche Kriterien über die Wandbeschaffung der intracraniellen Gefässe. Diese Ergebnisse werden Inhalt einer besonderen Arbeit sein und seien hier nur andeutungsweise erwähnt.

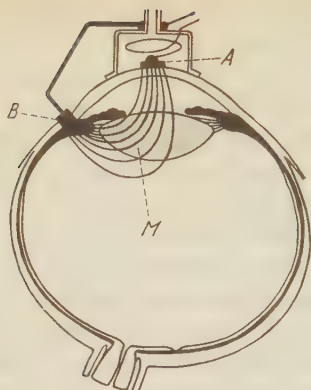


ABBILDUNG 1

Schema des Messhaufkopfes mit Lage des Hochfrequenzfeldes im Auge

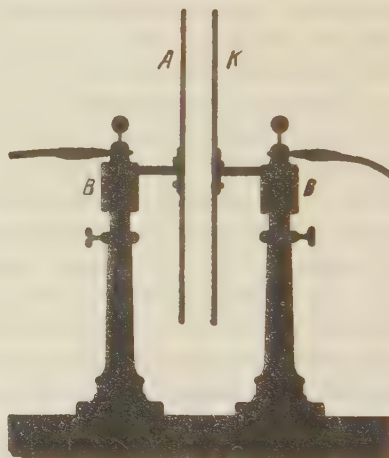
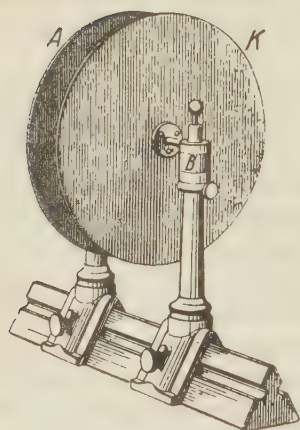


ABBILDUNG 2 Plattenkondensator

Stoffe	ϵ	Stoffe	ϵ
Steinsalz	6,12	Schellack	2,5 bis 3,7
Sylvin	5,03	Hartpapier	3,6
Kalkspat	8,0	Bernstein	2,8
Kalkspat	1 8,5	Kolophonium	~2,6
Glimmer	4 bis 8	Papier	1,8 bis 2,5
Gips	5,66	Paraffin	1,7 bis 2,3
Schwefel	~ 4		
Flintglas	bis 11	Wasser bei 18 °C	81,1
gewöhnliches Glas	5 bis 7	Eis	3,2
Porzellan	4 bis 5,5	Dimethylsulfat	54,8
Siegellack	4,5 bis 5,2	Nitrobenzol	36,5
Bienenwachs	4,75	Methylalkohol	33,7
Guttapercha		Äthylalkohol	26
Hartgummi	2 bis 4	Azeton	21,5
Kautschuk		Brom	4,6

ABBILDUNG 3 Tabelle verschiedener Dielektrizitätskonstanten

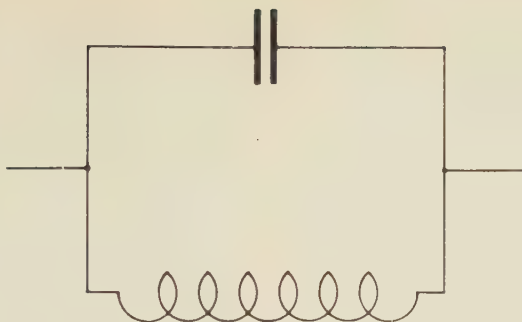


ABBILDUNG 4 Schema eines Schwingkreises

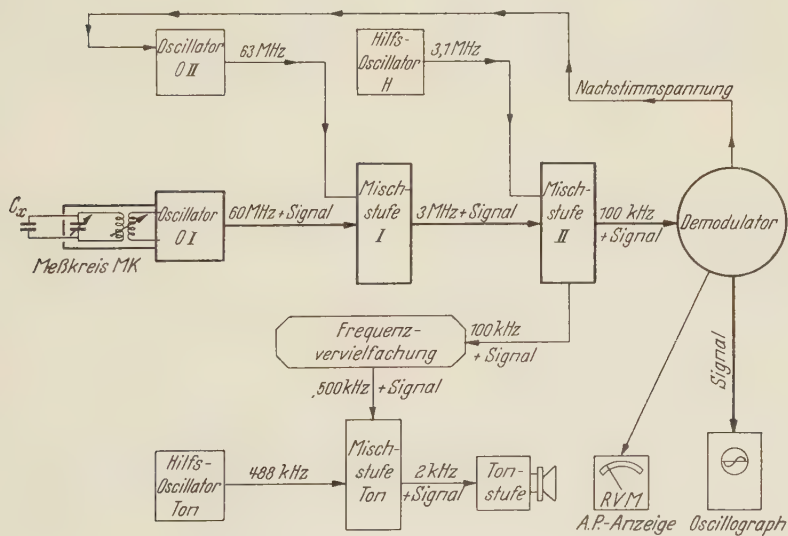


ABBILDUNG 5 Blockschaltbild des Dielektrophysmographen

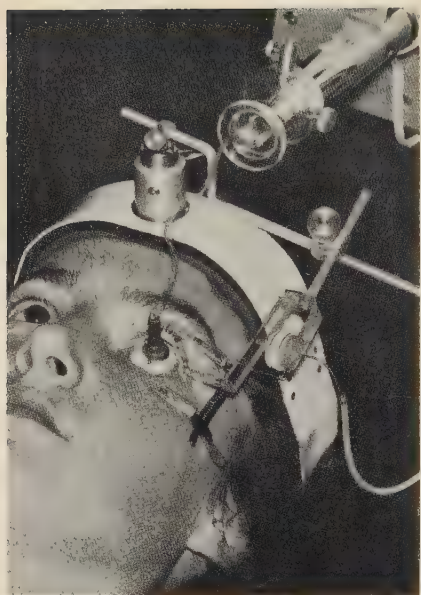


ABBILDUNG 6 Messgerät in situ

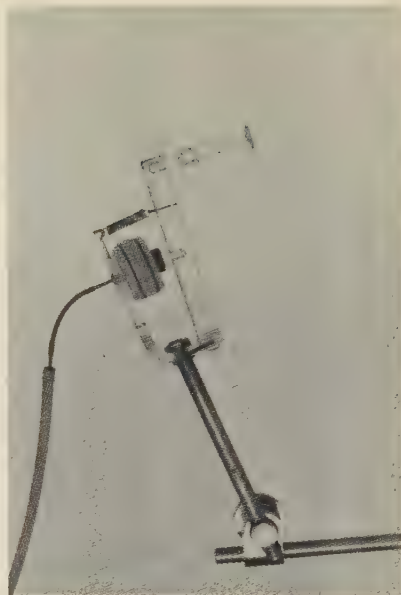


ABBILDUNG 7 Pneumodynamometer

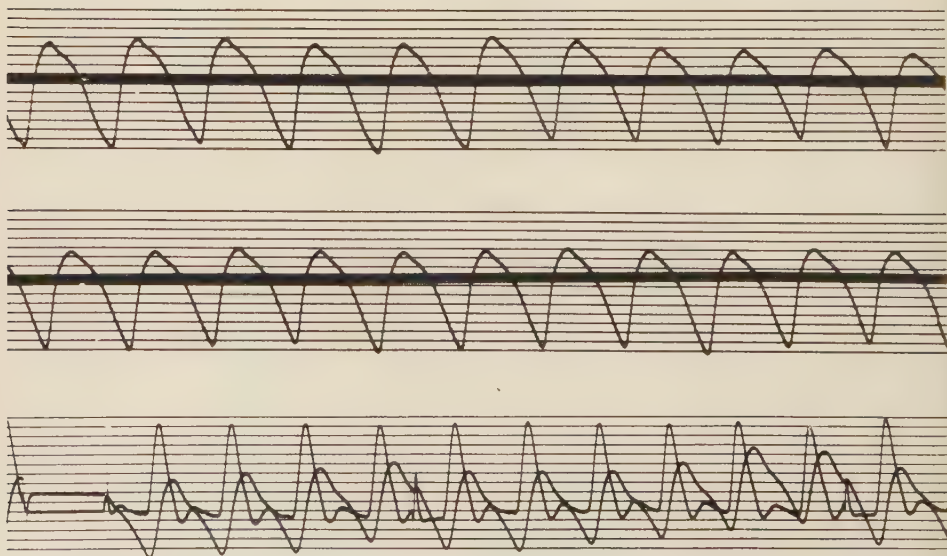


ABBILDUNG 8 Dielektroplethysmographisch gewonnene Pulscurven mit ihren Differentialkurven

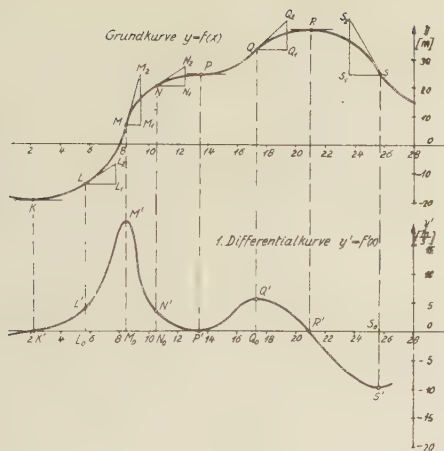


ABBILDUNG 9
Darstellung einer Kurve
 $f(x) = 4$ mit ihrer Differentialkurve $f'(x) = 4$

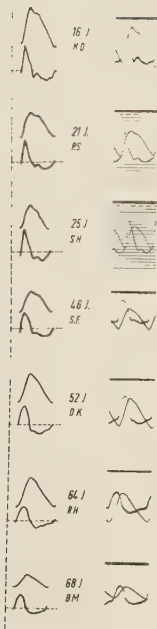


ABBILDUNG 10
Pulskurven verschiedener
Lebensalter mit ihren
Differentialkurven

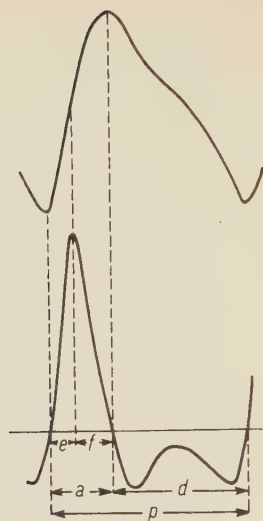


ABBILDUNG 11
Pulskurven und zugehörige Differentialkurve mit Meßstrecken

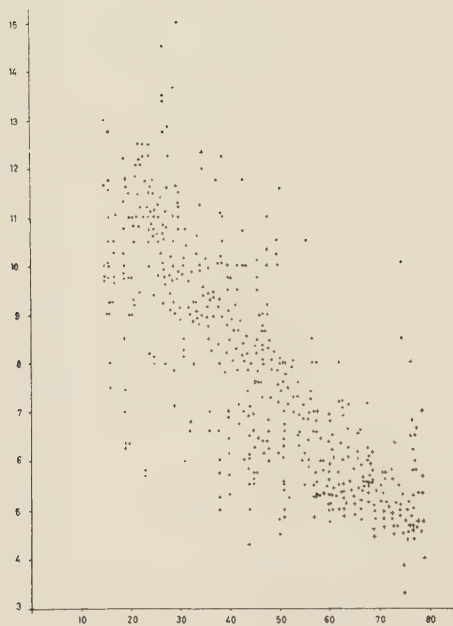


ABBILDUNG 12
Graphische Darstellung der p/e Werte in Beziehung zum Lebensalter

L I T E R A T U R

- | | |
|-------------|---|
| Baillart | Abderhalden, Handb. der Biol. Arbeitsmethoden, Abt. 5, Teil 6, S. 1004 |
| Batschelet | Schweizerische Medizinische Wochenzeitschrift, 1955, Nr. 28, S. 689 |
| Bliedung | Arch. f. Augenheilkunde, 1929, S. 92 |
| v. Bonsdorf | Abderhalden, Handb. der Biol. Arbeitsmethoden, 5, 8 (1934): 928 |
| Buchthal | Acta physiol. scand. 5 (1943): 55 |
| Buisson | Abderhalden, Handb. der Biol. Arbeitsmethoden, Abt. 5, S. 477 ff (Kreislauf und Atmung) |
| Ehrlich | Zentralblatt für prakt. Augenheilkunde, (1898) S. 257;
Abderhalden, Handb. der Biol. Arbeitsmethoden, Abt. 5, Teil 6, S. 999 |
| Fick | Pflügers Arch. 42, 86 (1888)
Abderhalden, Handb. der Biol. Arbeitsmethoden, Abt. 5, Teil 6, S. 1001 |
| Franck | Abderhalden, Handb. der Biol. Arbeitsmethoden, Abt. 5, S. 469 (Kreislauf und Atmung) |
| Hager | Der Bulbusorbitalpuls registriert mit Hilfe des mechanisch-elektrischen Elogationsgebers. Bericht der ophthal. Gesellschaft, 1957, Bd. 61/207 |
| Hamilton | Amer. J. Physiol. 104, (1934): 427 |
| Henderson | Abderhalden, Handb. der Biol. Arbeitsmethoden, Abt. 5, Teil 6, S. 969 ff
Arch. f. Augenheilkunde, 1929, S. 92 |
| Hering | Abderhalden, Handb. der Biol. Arbeitsmethoden, Abt. 5, Teil 6, S. 1001 ff |
| Hertzmann | Amer. J. Physiol. 145 (1945): 716
Amer. J. Physiol. 150 (1947): 122 |
| Höltzke | Abderhalden, Handb. der Biol. Arbeitsmethoden, Abt. 5, Teil 6, S. 977 |
| Jochim | Amer. J. Physiol. 145 (1945): 716
Amer. J. Physiol. 150 (1947): 122 |

Kramer	Abderhalden, Handb. der Biol. Arbeitsmethoden, 5, 8, (1937): 1085
Leber	Abderhalden, Handb. der Biol. Arbeitsmethoden, Abt. 5, Teil 6, S. 977 ff
Lehmann	Abderhalden, Handb. der Biol. Arbeitsmethoden, Abt. 5, S. 447 (Kreislauf und Atmung)
Matthes	Kreislaufuntersuchungen am Menschen mit fortlaufend registrierenden Methoden (1951)
Müller	Abderhalden, Handb. der Biol. Arbeitsmethoden, Abt. 5, S. 447 (Kreislauf und Atmung)
Randall	Amer. J. Physiol. 145 (1945): 716 Amer. J. Physiol. 150 (1947): 122
Rindfleisch	Abderhalden, Handb. der Biol. Arbeitsmethoden, S. 447 ff (Kreislauf und Atmung)
Samojloff	Zur Blutdruckmessung in den Augengefäßen mittels der Pelottenmethode. Von Graefes Arch. f. Ophthalmologie (1927) S. 235-254
Seidel	Abderhalden, Handb. der Biol. Arbeitsmethoden, Abt. 5, Teil 6, S. 969 ff
Schiötz	V. Graefes Arch. 104 (1922)
Schulten	Abderhalden, Handb. der Biol. Arbeitsmethoden, Abt. 5, Teil 6, S. 1001 ff Von Graefes Arch. 30, 3 (1884)
Straub	Methoden zur Bestimmung von Volumenschwankungen (Plethysmographie) Abderhalden, Handb. der Biol. Arbeitsmethoden, Abt. 5 (Kreislauf und Atmung)
Thiel	Hornhauspulsationen, Blutdruck und Augendruck, Bericht der ophthal. Gesellschaft, 1928, S. 198
Warburg	Erg. Physiol. 14 (1914): 264
Weber	Abderhalden, Handb. der Biol. Arbeitsmethoden, Abt. 5, S. 447 ff (Kreislauf und Atmung)
Wegener	Neuere Ergebnisse über die pulsatorischen Schwankungen des menschlichen Bulbus und seiner Hüllen. Arch. f. Augenheilkunde 102/I

Wessely

Arch. f. Augenheilkunde 60 (1908), Heidelberger Kongress;
Abderhalden, Handb. der Biol. Arbeitsmethoden, Abt. 5,
Teil 6, S. 970 ff

Zuntz

Zentralblatt f. prakt. Augenheilkunde, 1898, S. 257

LEBENS LAUF

Am 8. Mai 1931 wurde ich als Sohn des Kaufmanns Theodor Jordan und dessen Ehefrau Elisabeth, geb. Hufnagel, in Menden (Sauerland) geboren.

Nach der Volksschule besuchte ich das mathematisch-naturwissenschaftliche Gymnasium in Menden, an dem ich im Frühjahr 1951 nach 9-jähriger Schulzeit die Reifeprüfung bestand. Im Herbst 1951 begann ich mit dem betriebswirtschaftlichen Studium an der Universität zu Köln, das ich nach 4 Semestern abbrach, um im Herbst 1953 an derselben Universität mit dem Studium der Medizin zu beginnen. Hier machte ich im Herbst 1956 mein Physikum.

Im Wintersemester 1956 setzte ich mein Studium in München fort, wo ich im Herbst 1959 an der Ludwig-Maximilians-Universität mein Staatsexamen ablegte.

Von Januar 1960 bis jetzt war ich an folgenden Kliniken als Medizinalassistent tätig:

Von Januar bis einschliesslich April 1960, Chirurgische Universitätsklinik München.

Von Mai bis einschliesslich September 1960, Universitätsaugenklinik, München.

Von Oktober 1960 bis einschliesslich März 1961, Städtische Krankenanstalten am Biederstein.

Von April bis einschliesslich Juli 1961, Universitätsfrauenklinik, München, Maistrasse.

Seit August bin ich wieder an der Universitätsaugenklinik in München tätig, wo ich am 1. Januar 1962 mit meiner Fachausbildung als Augenarzt beginnen möchte.

Im Herbst 1957 erhielt ich an der Universitätsaugenklinik in München mein Thema für die Dissertation.

